

Abraão Moratelli Prado

**AVALIAÇÃO DO CONTRA-TORQUE E DO DESGASTE DE
CONEXÕES DE IMPLANTES DENTÁRIOS APÓS IMERSÃO
EM BIOFILME**

Dissertação submetida ao Programa de
Pós-graduação em Odontologia da
Universidade Federal de Santa
Catarina para a obtenção do Grau de
Mestre em Odontologia.

Orientador: Prof. Dr. César Augusto
Magalhães Benfatti.

Florianópolis
2015

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor
através do Programa de Geração Automática da Biblioteca Universitária
da UFSC.

Prado, Abraão Moratelli

Avaliação do torque de remoção de pilares protéticos e do desgaste das conexões de implantes dentários após contato com biofilme / Abraão Moratelli Prado; orientador, César Augusto Magalhães Benfatti - Florianópolis, SC, 2015.

52 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa Catarina, Centro de Ciências da Saúde. Programa de Pós- Graduação em Odontologia.

Inclui referências

1. Odontologia. 2. Conexão de implantes dentários. 3. Pilares protéticos. 4. Torque de remoção. 5. Desgaste. I. Magalhães Benfatti, César Augusto. II. Universidade Federal de Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Odontologia. III. Título.

Abraão Moratelli Prado

**AVALIAÇÃO DO CONTRA-TORQUE E DO DESGASTE DE
CONEXÕES DE IMPLANTES DENTÁRIOS APÓS IMERSÃO
EM BIOFILME**

Esta Dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Local, 27 de Fevereiro de 2015.

Prof.^a Dr.^a Izabel Cristina Santos Almeida
Coordenadora do Curso

Banca Examinadora:

Prof. Dr. César Augusto Magalhães Benfatti
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Antonio Carlos Cardoso
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Julio C. M. Souza
Universidade Federal de Santa Catarina

Prof. Dr. Luís Augusto Rocha
Universidade Estadual Paulista

Este trabalho é dedicado a Deus, o criador de todas as coisas, que me deu a capacidade de realizar meus sonhos.

AGRADECIMENTOS

A Deus, o Todo-Poderoso, o Alfa e o Ômega, o Princípio e o Fim, o criador da vida.

À minha família, principalmente meus pais, que sempre me apoiaram e me incentivaram.

A meus professores, que me deram a oportunidade de estudar e aprender coisas novas.

A meus colegas de pós-graduação, juntos trabalhamos e crescemos profissionalmente.

A meus irmãos em Cristo, sempre disponíveis para conversar e aptos para ministrar uma palavra de Deus.

Minha energia é o desafio,
minha motivação é o impossível,
e é por isso que eu preciso ser,
à força e a esmo,
inabalável.

Augusto Branco

RESUMO

No tratamento com próteses sobre implantes, muitas vezes é preciso substituir o parafuso do pilar ou o pilar protético, gerando alterações no conjunto implante-pilar protético. O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar a perda de torque de pilares e os aspectos morfológicos de desgaste das superfícies de conexão de dois sistemas de implantes diferentes após o contato com biofilmes. **Métodos de estudo:** Foram utilizados vinte conjuntos de implantes e pilares protéticos, divididos em quatro grupos: Grupo A = Cone Morse sem contato com biofilme, Grupo B = Cone Morse em contato com biofilme, Grupo C = Hexágono externo sem contato com biofilme, Grupo D = Hexágono externo em contato com biofilme. Os pilares foram aparafusados aos implantes conforme torque indicado pelo fabricante com o uso de um torquímetro digital. Os conjuntos do grupo B e D foram colocadas em placas de 24 poços, contendo 2 ml de meio BHI com suspensões de microrganismos e incubados durante 72 horas a 37 °C em condições microaerófilas (5% CO₂). Após a avaliação do torque de remoção do pilar (contra-torque), as superfícies dos implantes foram avaliadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) e rugosimetria por perfilometria óptica. Os resultados foram analisados estatisticamente a um nível de significância de $p < 0,05$, utilizando o software SPSS 17.0 for Windows (Chicago, IL, EUA). **Resultados:** Na avaliação do contra-torque, os valores médios de torque de remoção diminuíram para os implantes Hexágono Externo e aumentaram para os implantes cone Morse. No entanto, os valores foram menores quando ambos os sistemas estiveram em contato com biofilme. Foram identificadas por MEV áreas de desgastes nas superfícies de conexão dos implantes com e sem contato com biofilme. Foram registrados os maiores valores médios de rugosidade nas superfícies sem contato com biofilme. **Conclusões:** A presença do biofilme diminuiu os valores de contra-torque, assim como, diminuiu a quantidade de áreas de desgaste da superfície de conexão do implante hexágono externo e cone Morse. Esses resultados sugerem um efeito lubrificante do biofilme, o que diminuiu a fricção entre as superfícies em conexão.

Palavras-chave: conexão implante-componente, biofilme.

ABSTRACT

In the treatment with prosthetic implants is often necessary to replace the screw or replace the prosthetic component, generating changes in implant-abutment joint. The aim of this in vitro study was to evaluate the torque loss of abutments and the wear morphological aspects of implant connection surfaces in two different implant-abutment joints after contact with biofilms. **Methods of study:** Twenty joint implants and abutments, divided into four groups were used. Group A = Morse taper no contact with biofilm, Group B = Morse taper after contact with biofilms, Group C = External Hex no contact with biofilm, Group D = External Hex after contact with biofilms. The abutments were firstly connected to the implants and torqued according to the manufacturer's recommendation, using a handheld torque meter. The assemblies of groups B and D were placed into 24 well-plates containing 2 ml of BHI medium with microorganisms suspensions and incubated for 72h at 37°C under microaerophilic conditions (5% CO₂). After detorque evaluation, the abutments were removed. Then, implants were scanning electron microscopy and roughness analyses. The results were statistically analyzed using a significance level of $p < 0.05$ by using the SPSS 17.0 software for Windows (Chicago, IL, USA). **Results:** In the evaluation of detorque, the decreased detorque values for the external hex implants and increased for the implants Morse taper. However, the values were lower when both systems were in contact with biofilm. Were identified by SEM areas of wear connecting surfaces of the implants. We recorded the highest average roughness values on the surfaces no contact with biofilm. **Conclusions:** The presence of biofilm reduces detorque values as well as decreased wear areas of the connecting surface of the implant external hexagon and Morse taper. These results suggest a lubricating effect of the biofilm, which reduces friction between the surfaces in connection.

Keywords: dental implant-abutment connection, biofilms.

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| INTRODUÇÃO | 17 |
| 1.1 REVISÃO DE LITERATURA | 17 |
| 1.1.1 Sistemas de Implantes..... | 17 |
| 1.1.2 Falhas Mecânicas | 18 |
| 1.1.3 Avaliação do torque de remoção | 21 |
| 1.1.4 Desgaste das Conexões | 23 |
| 2.1 OBJETIVOS..... | 24 |
| 2.1.1 Objetivo Geral..... | 24 |
| 2.1.2 Objetivos Específicos..... | 24 |
| ARTIGO EM PORTUGUÊS..... | 25 |
| 2.1 INTRODUÇÃO..... | 25 |
| 2.2 MATERIAIS E MÉTODOS..... | 26 |
| 2.3 RESULTADOS..... | 29 |
| 2.4 DISCUSSÃO..... | 33 |
| 2.5 CONCLUSÕES..... | 35 |
| ARTIGO EM INGLÊS..... | 37 |
| 3.1 INTRODUCTION..... | 37 |
| 3.2 MATERIALS AND METHODS..... | 38 |
| 3.3. RESULTS..... | 41 |
| 3.4 DISCUSSION..... | 45 |
| 3.5 CONCLUSIONS | 47 |
| REFERÊNCIAS | 49 |

INTRODUÇÃO

1.1 REVISÃO DE LITERATURA

1.1.1 Sistemas de Implantes

Para se obter sucesso no tratamento com implantes dentários é necessário um equilíbrio dinâmico entre fatores biológicos e mecânicos. As falhas que ocorrem nos sistemas de implantes são geralmente considerados multifatoriais. Sendo que a estabilidade entre o pilar protético e o implante dentário são cruciais para o desempenho do sistema na cavidade oral.

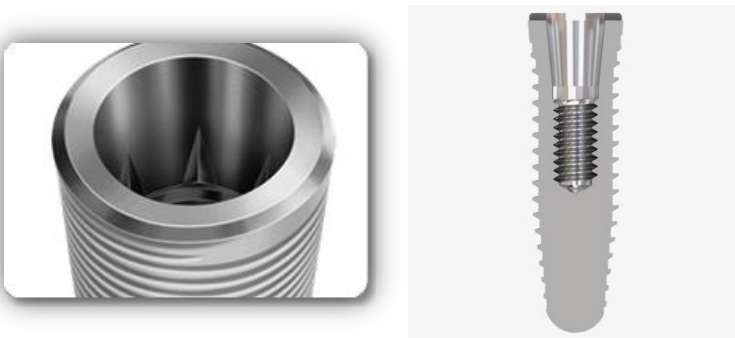
Os implantes hexágono externo ainda dominam o mercado europeu e americano. O componente protético é assentado diretamente sobre a plataforma hexagonal externa do implante e a estabilidade do sistema é conseguida a partir do parafuso do pilar protético. Algumas mudanças ocorreram ao longo do tempo para melhorar a estabilidade da conexão implante-pilar protético. Podemos citar, alterações na composição e propriedades das ligas metálicas e tratamento de superfície do parafuso, assim como, aplicação de valores de torque adequados para estabelecer maiores valores de pré-carga ¹.

Embora a conexão hexágono externo apresenta um mecanismo anti-rotacional e compatibilidade entre os diferentes sistemas de fixação do implante, a altura do hexágono é curta e o centro de rotação é alto, levando a baixa resistência a movimentos de rotação e lateralidade. Em contraste, vários estudos demonstraram que as conexões internas (cone Morse e hexágono interno) proporcionam uma maior área de conexão dificultando a penetração de biofilmes assim como maior contato entre as superfícies do implante e o componente protético e distribuição de tensões. Entretanto, forças laterais ao conjunto podem levar ao mecanismo de diminuição de pré-carga e consequentes falhas de adaptação em todos os sistemas que estão conectados por parafusos ².

Implante Hexágono Externo

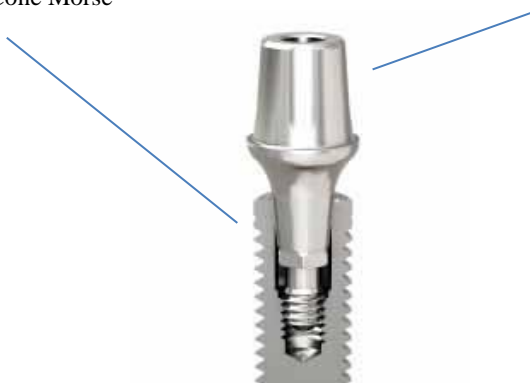


Implante Cone Morse



Implante Cone Morse

Pilar protético



1.1.2 Falhas Mecânicas

Quando o torque recomendado é aplicado sobre o parafuso do pilar ou pilar universal com uso de um torquímetro, a fricção e compressão sobre as superfícies gera uma tensão chamada de pré-carga, fundamental para adaptação do pilar ao implante. A tensão gerada nas superfícies em contato depende da associação entre determinadas propriedades dos materiais, tais como: resistência mecânica, módulo de elasticidade, dureza, rugosidade, coeficiente de atrito. Por exemplo, o coeficiente de atrito pode alterar a pré-carga atingida, sendo influenciado pela dureza do material, velocidade de torque e tratamentos de superfície³.

O sucesso da conexão do pilar protético ao implante está relacionado a pré-carga alcançada pelo parafuso do pilar no momento do torque e a manutenção desta pré-carga ao longo do tempo. A diminuição da pré-carga abaixo do nível crítico resulta na ausência de deformação elástica, ou seja, os átomos retornam a posição de relaxamento. Neste caso, as superfícies estão em contato mas podem tornar-se mais susceptíveis aos micro-movimentos de deslizamento. Bickford (ANO) descreveu o processo de perda de pré-carga do parafuso em duas etapas. Inicialmente, as forças externas aplicadas a prótese, tais como a mastigação, causam um movimento de deslizamento das superfícies de contato, contribuindo para diminuição da pré-carga do parafuso. A segunda etapa envolve a redução contínua da pré-carga abaixo de um nível crítico, permitindo micromovimentos do pilar protético e consequentemente, perda de função do parafuso da prótese⁴. Esta diminuição de pré-carga é relatada pelos clínicos como um “afrouxamento” do pilar protético no momento da manutenção/controle do sistema protético suportado por implantes.

A integridade de uma conexão pode ser avaliada *in vitro* pelo monitoramento da pré-carga indicada pelos valores médios de torque de remoção do pilar protético. Tal monitoramento pode ser realizado após imersão em soluções presentes na cavidade oral (Duarte et al., 2012) ou após solicitações mecânicas simuladas por testes de fadiga mecânica e/ou térmica, por exemplo.. Considerando-se que os parafusos apresentam a mesma pré-carga e que o valor do torque de remoção do pilar protético é uma medida indireta da pré-carga, qualquer diferença deste valor após ciclos mecânicos de testes de fadiga, por exemplo, pode estar relacionada a desadaptação da conexão implante-pilar protético. A carga cíclica nas próteses sobre implante pode resultar em micromovimentos e fadiga do parafuso de conexão do pilar protético ou

da prótese. Além disso, os parafusos que apresentam baixos valores de pré-carga exibem maiores micromovimentos na conexão implante-pilar.⁵

O desajuste entre o hexágono externo do implante e o hexágono interno do componente tem sido sugerido como uma das principais causas da diminuição da pré-carga do parafuso por clínicos e pesquisadores. Numerosos investigadores examinaram a adaptação do implante ao pilar protético pelas medidas das dimensões dos *microgaps*. Conexões imprecisas geram tensões excessivas nas roscas do parafuso, gerando instabilidade. O movimento de rotação ou a estabilidade do parafuso do pilar está diretamente correlacionado com as falhas de ajustes da plataforma do hexágono do implante com o hexágono do componente protético⁴.

As complicações com implantes unitários frequentemente envolvem a integridade da conexão implante-pilar. Estão envolvidos neste processo inflamação dos tecidos moles, fratura do parafuso da prótese e, mais comumente, perda da estabilidade do sistema. Uma avaliação de 3 anos de 16 pacientes com 23 implantes unitárias revelou que 57% dos parafusos do pilar tornou-se instável durante o primeiro ano, 30% tornou-se instável durante o segundo ano e 5% tornou-se instável durante o terceiro ano. Os problemas associados a conexão implante-pilar resultaram em muitos estudos voltados a dinâmica das conexões. Embora muitas investigações tivessem foco sobre o desempenho da conexão implante-pilar, a maioria tem concentrado atenção no comportamento do parafuso do pilar. Isso inclui diferentes abordagens como: a comparação de métodos de torque do parafuso; medição do torque de remoção do parafuso após simulação da mastigação; desajuste rotacional; medição de *microgaps*; deformação plástica; rugosidade da superfície após usinagem.

A existência de um *microgap*, espaço entre o implante e o pilar protético, pode gerar problemas biológicos e mecânicos. A presença de bactérias na interface implante-pilar pode interferir na saúde dos tecidos Peri-implantares. O desajuste entre as superfícies em contato podem resultar em aumento dos *microgaps* e maiores micromovimentos o que pode levar a fratura do parafuso do pilar. Huang et al. estudaram a relação entre fraturas na superfície e aplicação de força no parafuso do pilar em testes de fadiga. Eles encontraram uma relação linear entre o número de ciclos e a tensão aplicada aos parafusos⁶

1.1.3 Avaliação do torque de remoção

Muitos estudos têm avaliado o torque medido durante a remoção de um pilar protético com o auxílio de um torquímetro digital ou analógico. Esse teste pode ser chamado de torque de remoção ou contra torque.

Considerando-se que a união entre a prótese e o implante é promovida por parafuso ou roscas de um pilar universal, o objetivo de aplicar o torque recomendado no parafuso é manter os componentes em íntimo contato pela resultante de uma determinada pré-carga. À medida que o torque é aplicado sobre o parafuso, este é deformado e uma tensão é criada, chamada de pré-carga. A pré-carga consiste em forças concentradas nas superfícies resultantes das força de torção (torque) aplicada sobre o parafuso do pilar protético ou sobre o próprio pilar protético. No entanto, a relação entre o torque e a pré-carga não é linear e depende das propriedades dos materiais.

A estabilidade da conexão pode ser avaliada a partir da comparação entre os valores de torque e contra-torque, como uma medida da pré-carga no parafuso. Considerando-se que o valor de contra-torque do parafuso é uma medida indireta da pré-carga restante, Ferreira et al. (ANO) avaliaram a manutenção do torque de pilares protéticos de implantes cone Morse por repetidas e seriadas medições de contra-torque. Os parafusos de pilares e cilindros exibiram menores valores de torque em todas as medições, o que indica a necessidade de manutenção da pré-carga durante a função das próteses implanto-suportadas⁷.

Jorge *et al* (2013) estudou o efeito da carga cíclica na manutenção do torque de parafusos de retenção de próteses sobre duas conexões de implante (cone Morse e hexágono externo). Todos os grupos apresentaram uma diminuição significativa do contra-torque antes e depois dos testes de fadiga quando comparado com o torque inicial. O implante cone Morse apresentou menor perda de torque que o implante hexágono externo⁸.

Devido a característica do sistema, no qual a retenção do pilar protético é dada principalmente pelo parafuso, os implantes hexágono externo quando submetidos a solicitação mecânica perdem torque mais facilmente. Comparando dois tipos de pilares protéticos, fundidos ou maquinados, estudos demonstraram que a pré-carga é significativamente mais reduzida quando se utiliza pilares protéticos obtidos por processo de fundição. O processo de fundição frequentemente produz

irregularidades na superfície de contato que pode resultar em maior desajuste da conexão e diminuição de pré-carga⁹.

Gil *et al* (2014) em seu trabalho avaliou as dimensões dos *microgaps* e o comportamento de conexões externas e internas submetidas à fadiga. Os implantes de conexão interna apresentaram dimensões de *microgaps* menores que os implantes hexágono externo.⁶ Em muitos casos, as distâncias encontradas entre o implante e o pilar de conexão interna foram menores do que o diâmetro de bactérias. Em relação à fadiga, a conexão do hexágono externo apresentou melhor comportamento que a interface do hexágono interno. As conexões internas possuem maior área de contato entre as superfícies do implante e o pilar protético, mas esse fator por si só não é suficiente para melhorar a resposta a fadiga em relação as conexões externas quando o parafuso é submetido ao mesmo torque.

A perda de pré-carga pode favorecer a ocorrência de um desajuste na conexão implante-pilar e a colonização bacteriana nesta interface pode levar a falha do implante. A literatura tem mostrado que a microbiota presente no sulco periimplantar é semelhante a gengival saudável. No entanto, alguns microorganismos podem migrar para a conexão implante-pilar. Em implantes não submersos, acredita-se que o mau cheiro e o sangramento à sondagem são sinais clínicos de infiltração bacteriana. Vários estudos relatam contaminação microbiana no *microgap* existente na conexão implante-pilar. Além disso, a profundidade da interface implante-pilar no tecido dificulta a sua limpeza. Todos os fatores acima referidos podem levar ao fracasso da prótese¹⁰.

Ricomini *et al* (2010) realizou um estudo para avaliar a perda de pré-carga e a penetração bacteriana através da conexão implante-pilar de dois diferentes sistemas de conexão (hexágono externo e cone Morse) sujeitos a ciclos térmicos e fadiga mecânica. Os dois sistemas apresentaram valores de contra-torque significativamente mais elevados ($p < 0,05$) quando submetidos a fadiga mecânica e apresentaram penetração bacteriana. Os resultados mostram não haver relação entre a perda de pré-carga e a penetração bacteriana. Esses resultados corroboram com trabalhos anteriores, que demonstraram que não existe um sistema de conexão de implante que impeça penetração bacteriana na interface implante-pilar¹¹.

1.1.4 Desgaste das Conexões

O desgaste e a fadiga das conexões dos implantes dentários têm sido relatados em estudos anteriores. Isso pode alterar as superfícies internas dos implantes e resultar num aumento dos *microgaps*^{12,13}. A taxa de desgaste em sistemas de implantes metálicos está dependente da resistência mecânica e rugosidade e da diferença nos valores de dureza entre os materiais estruturais. Por exemplo, o componente é composto de Ti6Al4V que tem valores médios de dureza em torno de 350-370 HV, enquanto o implante é sintetizado a partir de titânio comercialmente puro (cerca de 200-280 dureza HV). Consequentemente, a deformação plástica e o desgaste ocorrem frequentemente nas superfícies de conexão do implante, resultando em diminuição da integridade mecânica do conjunto. Nos implantes do tipo hexágono externo, o pilar é colocado diretamente sobre a plataforma do implante, sendo mantida principalmente por atrito entre o parafuso do pilar e as superfícies internas do implante após a aplicação do torque. Assim, ocorre uma deformação plástica nas superfícies e áreas de desgaste durante a aplicação do torque e mais adiante durante o carregamento oclusal.⁵

Nos implantes cone Morse, as superfícies do pilar protético estão em íntimo contato com as superfícies internas do implante, resultando em uma área de alta fricção entre as superfícies. A elevada pré-carga obtida devido ao contato das superfícies cônicas diminui a perda de torque do parafuso e consequentemente, diminuem a ocorrência de instabilidade entre pilar protético e implante dentário.¹⁴ Sendo assim, o sistema cone Morse apresenta um comportamento mecânico diferente, não sobrecarregando o parafuso.¹⁵ Entretanto, a remoção do pilar pode ser indicada durante o tratamento devido a necessidades clínicas e estéticas. Durante a remoção de pilar protético, deformação plástica e desgaste da superfície interna do implante podem ocorrer danificando irreversivelmente a área de conexão do implante.¹⁶

Durante o carregamento oclusal, micro-movimentos entre as superfícies de contato do componente e do implante conduzem a uma degradação dos materiais estruturais por desgaste e corrosão¹⁷. Além disso, a penetração de fluidos orais pelos *microgaps* tais como substâncias ácidas e fluoreto, pode ser responsável pela corrosão de materiais, incluindo os parafusos. Ainda, a presença de substâncias ácidas a partir do metabolismo de bactérias do biofilme promove uma queda do pH que pode induzir a corrosão de materiais estruturais¹⁸. Por outro lado, os biofilmes possuem glicoproteínas e matriz extracelular que atuam como lubrificante e diminuem o atrito entre as superfícies de

contato, podendo diminuindo o desgaste da superfície mas aumentando o deslizamento das superfícies e instabilidade do sistema¹⁹.

Na verdade, o ambiente ácido aumenta a taxa de degradação dos materiais estruturais por fenômenos simultâneos de desgaste, fadiga e corrosão. De fato, a corrosão acelera a taxa de desgaste, e inversamente, o desgaste acelera a corrosão²⁰.

2.1 OBJETIVOS

2.1.1 Objetivo Geral

Avaliar a perda de torque do pilar e os aspectos morfológicos de desgaste das superfícies de conexão dos implantes após o contato com biofilme em dois diferentes sistemas de implantes.

2.1.2 Objetivos Específicos

Avaliar o contra torque ou torque de remoção de pilares protéticos de dois tipos de sistemas de implantes, hexágono externo e cone Morse;

Considerar o torque de remoção de pilares protéticos após colocar os conjuntos implante/pilares em contato com biofilme.

Analisar a superfície de conexão de implantes hexágono externo e cone Morse utilizando microscopia eletrônica de varredura e perfilometria óptica.

Verificar alterações nas superfícies de conexão dos implantes quando colocados os conjuntos implante/pilares em contato com biofilme.

ARTIGO EM PORTUGUÊS

2.1 INTRODUÇÃO

Diferentes tipos de conexões de implantes podem ser utilizadas, sendo o hexágono externo e o cone Morse as geometrias mais usadas ¹. O desgaste e a fadiga das conexões dos implantes dentários têm sido relatados em estudos anteriores. Isso pode alterar as superfícies internas dos implantes e resultar num aumento dos *microgaps* ^{12,13}. A taxa de desgaste em sistemas de implantes metálicos está dependente da resistência mecânica e rugosidade e da diferença nos valores de dureza entre os materiais estruturais. Por exemplo, o componente é composto de Ti6Al4V que tem valores médios de dureza em torno de 350-370 HV, enquanto o implante é sintetizado a partir de titânio comercialmente puro (cerca de 200-280 dureza HV). Consequentemente, a deformação plástica e o desgaste ocorrem frequentemente nas superfícies de conexão do implante, resultando em diminuição da integridade mecânica do conjunto. Nos implantes hexágono externo, o pilar é colocado diretamente sobre a plataforma do implante, sendo mantida principalmente por atrito entre o parafuso do pilar e as superfícies internas do implante após a aplicação do torque. Assim, ocorre uma deformação plástica nas superfícies e áreas de desgaste durante a aplicação do torque e mais adiante durante o carregamento oclusal ⁵.

Nos implantes cone Morse, as superfícies do pilar protético estão em íntimo contato com as superfícies internas do implante, resultando em uma área de alta fricção entre as superfícies. A elevada pré-carga obtida devido ao contato das superfícies cônicas diminui a perda de torque do parafuso e consequentemente, diminuem a ocorrência de instabilidade entre pilar protético e implante dentário ¹⁴. Sendo assim, o sistema cone Morse apresenta um comportamento mecânico diferente, não sobrecarregando o parafuso ¹⁵. Entretanto, a remoção do pilar pode ser indicada durante o tratamento devido a necessidades clínicas e estéticas. Durante a remoção de pilar protético, deformação plástica e desgaste da superfície interna do implante podem ocorrer danificando irreversivelmente a área de conexão do implante ¹⁶.

Durante o carregamento oclusal, micro-movimentos entre as superfícies de contato do componente e do implante conduzem a uma degradação dos materiais estruturais por desgaste e corrosão ¹⁷. Além disso, a penetração de fluidos orais pelos *microgaps* tais como substâncias ácidas e fluoreto, pode ser responsável pela corrosão de materiais, incluindo os parafusos. Ainda, a presença de substâncias

ácidas a partir do metabolismo de bactérias do biofilme promove uma queda do pH que pode induzir a corrosão de materiais estruturais ¹⁸. Por outro lado, os biofilmes possuem glicoproteínas e matriz extracelular que atuam como lubrificante e diminuem o atrito entre as superfícies de contato, podendo diminuindo o desgaste da superfície mas aumentando o deslizamento das superfícies e instabilidade do sistema ¹⁹.

Na verdade, o ambiente ácido aumenta a taxa de degradação dos materiais estruturais por fenômenos simultâneos de desgaste, fadiga e corrosão. De fato, a corrosão acelera a taxa de desgaste, e inversamente, o desgaste acelera a corrosão ²⁰.

O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar a perda de torque do pilar e os aspectos morfológicos de desgaste das superfícies de conexão de dois diferentes sistemas de implantes após o contato com biofilme.

2.2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.2.1 Conexão pilar-implante

Foram utilizados neste estudo vinte implantes dentários e vinte pilares protéticos (Titamax, Neodent® Curitiba, Brasil), divididos em quatro grupos (n = 5). Grupo A = Cone Morse sem contato com biofilme, Grupo B = Cone Morse após contato com biofilme, Grupo C = Hexágono externo sem contato com biofilme, Grupo D = Hexágono externo após contato com biofilme.

Tabela 1. As especificações dos sistemas de implantes dentários utilizados neste estudo e as informações do meio dos testes.

| Grupo | Implante/Modelo | Dimensões (mm) | Efeito ambiente |
|-------|----------------------------------|--|--------------------------|
| A | Cone Morse / Titamax CM | Pilar: 4.5 x 4 x 1.5 Implante: 4.0 x 13 | Sem contato com biofilme |
| B | | | Contato com biofilme |
| C | Hexágono Externo / Titamax SF | Pilar: 4.5 x 4 x 1 Implante: 4.0 x 13 | Sem contato com biofilme |
| D | | | Contato com biofilme |

Para o estabelecimento da conexão implante/pilar protético, os implantes foram colocados num dispositivo de suporte metálico para evitar cargas oblíquas durante a aplicação e medida do torque ^{22,24}.

Em seguida os pilares protéticos foram conectados aos implantes aplicando o torque recomendado pelo fabricante com o uso de um torquímetro digital portátil (Lutron TQ8800, Lutron, Taiwan), como mostrado na Figura 1A. Nos pilares protéticos cone Morse foi aplicado um torque de 15 Ncm, enquanto os pilares de hexágono externo foram conectados com torque de 32 Ncm, de acordo com a recomendação do fabricante.

2.2.2 Crescimento do biofilme

Foram obtidos 10 ml de saliva humana de quatro indivíduos sadios e diluídos (1:5) em solução tamponada de fosfato (PBS), a cada dia durante um período de 3 dias ²³. A densidade óptica da solução inicial contendo a saliva humana mista foi medida por espectrofotometria (BIOTEK, Brasil) a 630 nm. Em seguida, 5 mL da suspensão inicial foi inoculada em meio de infusão de coração e cérebro (BHI, Sigma-Aldrich) enriquecido com 5% de sacarose (Sigma-Aldrich) para o crescimento do biofilme. Os conjuntos implante-pilares foram colocados em uma placa de 24 poços, contendo 2 ml de meio BHI com suspensões de microrganismos e incubados durante 72 h a 37 °C em condições microaerofílicas (5% CO₂).

2.2.3 Avaliação do contra-torque

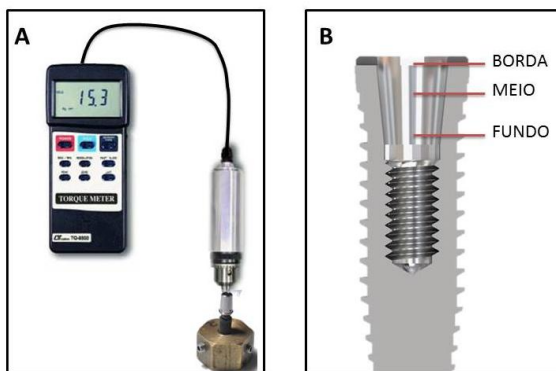
A avaliação do torque de remoção (contra-torque) dos pilares protéticos foi realizada com o uso do torquímetro digital portátil (Lutron TQ8800, Lutron, Taiwan). As amostras do grupo A e C foram avaliadas após 72h do torque inicial, a fim de obter o comportamento global de ambas as conexões de implantes dentários. Após 72h de imersão em biofilme, as amostras do grupo B e D foram avaliadas. O conjunto implante-componente foi colocado em um dispositivo de suporte para evitar cargas oblíquas durante a medição do contra-torque ^{22,24}.

2.2.4 Análise das superfícies de implantes

Após avaliação do contra-torque, os pilares protéticos foram removidos. As amostras foram lavadas sob imersão em álcool isopropílico durante 10 min em banheira de ultrassom. Após secagem

em ar ambiente, as amostras foram analisadas por microscopia eletrônica de varredura (MEV) sob modo de elétrons secundários (SE) a 10-20 kV utilizando um MEV modelo JEOL (JSM- 6390LV, EUA). Após análises no MEV, os implantes cone Morse foram seccionados transversalmente utilizando o sistema de corte de precisão Exakt Cutting/Grinding (EXAKT, Alemanha) para avaliar a rugosidade das superfícies internas do encaixe cônico do implante por perfilometria óptica (DektakXT, Bruker, Alemanha). Foram realizadas duas medições em três regiões diferentes (borda, meio e fundo) conforme ilustrado na figura 1B. Nos implantes do tipo Hexágono Externo, a medição da rugosidade foi realizada diretamente na plataforma do implante, em seis pontos diferentes. A rugosidade aritmética (Ra) e a distância máxima do maior pico a vale mais profundo no perfil de rugosidade (Rt) foram as medidas consideradas para avaliar a rugosidade das superfícies dos implantes.

Figura 1. (A) Os implantes foram aparafusados usando um torquímetro digital portátil (Lutron TQ8800, Lutron, Taiwan). (B) Implante Cone Morse seccionado, regiões em que se realizou a análise da rugosidade por perfilometria óptica.



2.2.5 A análise estatística

Os resultados foram analisados estatisticamente pelos testes Kruskal-wallis e Mann Whitney, com nível de significância menor que 5% ($p < 0,05$), utilizando o software SPSS 17.0 for Windows (Chicago, IL, EUA).

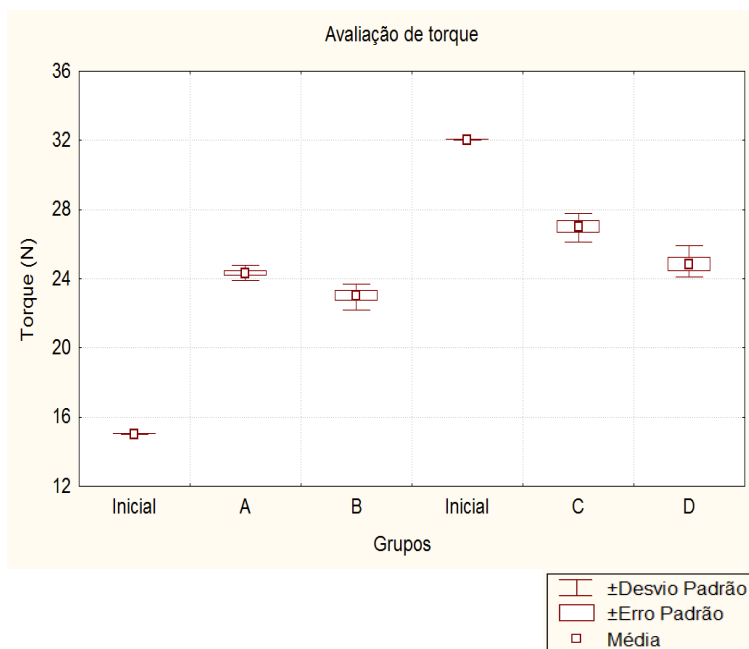
2.3 RESULTADOS

2.3.1 Avaliação do contra-torque

Nos grupos A e B (implantes hexágono externo) os valores do contra-torque foram maiores do que o torque inicial. No grupo A houve um aumento de 62,13% e no grupo B um aumento de 53,33%. Nos grupos C e D (implantes cone Morse) os valores de contra-torque foram menores do que o torque inicial. No grupo C houve uma perda de 15,6% e no grupo D uma perda de 22,4%.

As amostras de ambos os sistemas de implantes (hexágono externo e cone Morse) em contato com biofilme (grupos B e D) apresentaram valores de contra-torque menores que as amostras sem contato com biofilme (grupos A e C). O grupo A apresentou diferença significativa ao grupo B e o grupo C apresentou diferença significativa ao grupo D.

Gráfico 1. Média e desvio padrão da avaliação do contra-torque dos componentes do cone Morse e do Hexágono Externo: sem imersão em biofilme e após a imersão em biofilme por 72 h.



2.3.2 Análise do desgaste das superfícies de conexões dos implantes

Imagens obtidas por MEV das superfícies de conexão dos implantes cone Morse e Hexágono Externo são apresentados nas Figuras 2 e 3, respectivamente. Foi observado nas imagens áreas de deformação plástica, como marcas de abrasão na superfície interna do implante cone Morse. Nas imagens da plataforma do hexágono externo também foram encontradas áreas de deformação plástica. Áreas de desgaste foram encontradas em ambos os grupos, com e sem contato em biofilme.

Figura 2. Imagens do implante cone Morse obtidas por MEV em modo elétrons secundários (SE) a 15 kV: (A, B) antes da conexão; (C, D) após remoção do pilar protético sem contato com biofilme; (E, F), após contato com biofilme por 72 h.

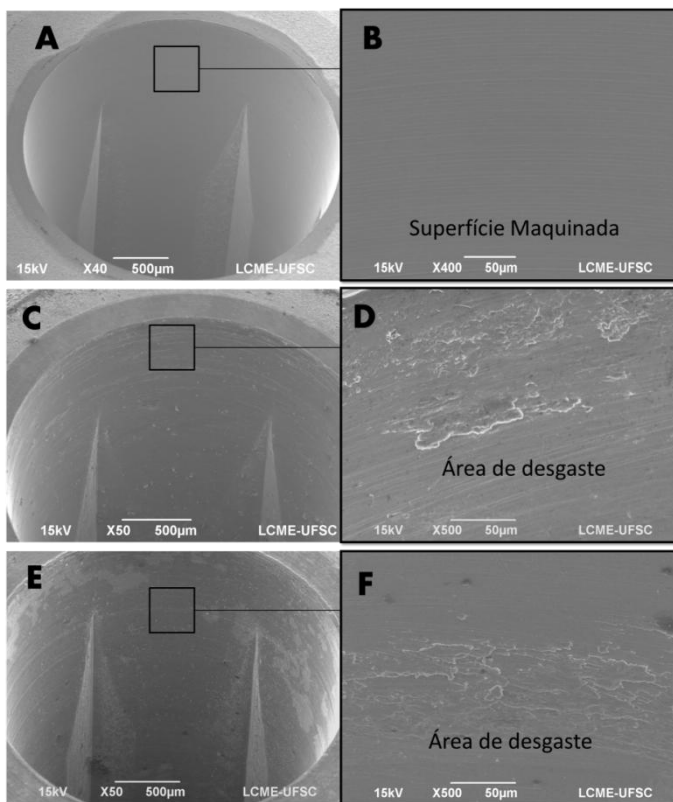
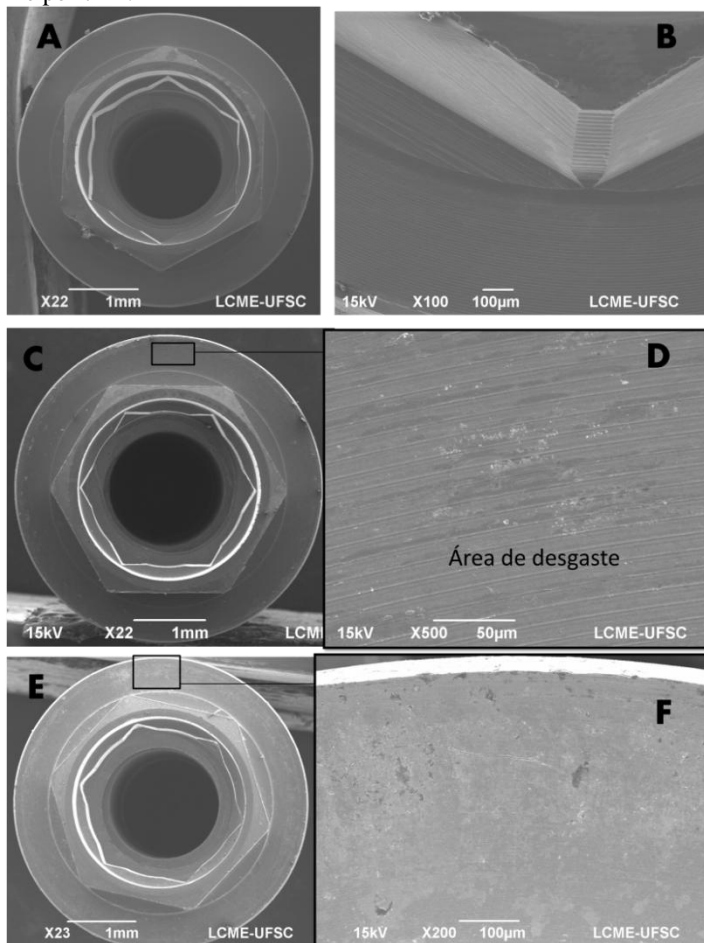


Figura 3. Imagens do implante Hexágono Externo obtidas por MEV em modo de elétrons secundários (SE) a 15 kV: (A, B) antes da conexão; (C, D) após remoção do pilar protético sem imersão em biofilme; (E, F), após contato com biofilme por 72 h.



Os resultados das análises de rugosidade dos implantes cone Morse estão apresentados na Tabela 2. Os valores de rugosidade (Ra) e (Rt) do grupo sem contato com biofilme (grupo A) foram maiores aos valores obtidos inicialmente. No grupo com contato com biofilme (grupo B), os valores de Ra e Rt foram menores que o grupo A na região da borda e do fundo, com diferença estatística. Entretanto, na região do meio, os valores foram maiores.

Tabela 2. Média dos valores de rugosidade obtidas nas superfícies internas dos implantes cone Morse. Rugosidade aritmética (*Ra*) e a distância máxima entre pico a vale no perfil de rugosidade (*Rt*) de cada região do implante. *Representa valor com significância estatística (p <0,05). O grupo A (sem contato com biofilme) apresenta diferença estatística ao grupo B (após contato com biofilme) em *Ra* e *Rt* na região da borda e do fundo.

| Grupos | Borda | | Meio | | Fundo | |
|---------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> |
| Inicial | 0,127 | 2,053 | 0,085 | 0,893 | 0,118 | 1,656 |
| Grupo A | 0,134 | 2,426* | 0,138 | 1,159 | 0,347* | 1,829* |
| Grupo B | 0,132 | 2,127 | 0,144 | 1,209 | 0,162 | 1,707 |

Os resultados das análises de rugosidade dos implantes do tipo hexágono externo estão apresentados na Tabela 3. Os valores de *Ra* e *Rt* do grupo sem contato com biofilme (grupo C) foram maiores estatisticamente aos valores do grupo após contato com biofilme (grupo D) e aos valores iniciais. O grupo D apresentou valores semelhantes aos valores obtidos inicialmente.

Tabela 3. Média dos valores de rugosidade obtidas nas superfícies dos implantes do tipo hexágono externo. Rugosidade aritmética (*Ra*) e a distância máxima entre pico a vale no perfil de rugosidade (*Rt*) de cada região do implante.*Representa valor com significância estatística (p <0,05). O grupo C (sem contato com biofilme) apresenta diferença estatística ao grupo D em *Ra* e *Rt*.

| Groups | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> |
|---------|-----------|-----------|
| Initial | 0,0411 | 0,3565 |
| Group C | 0,0593* | 0,4401* |
| Group D | 0,0429 | 0,3723 |

2.4 DISCUSSÃO

Neste trabalho foi avaliado o contra-torque de dois sistemas de implantes (cone Morse e hexágono externo) após contato com biofilme. Nos implantes do tipo hexágono externo, os valores de torque de remoção do pilar foram menores que o torque inicial. Contrariamente, o sistema cone Morse, os valores de remoção do pilar foram maiores que o torque inicial. O desgaste das superfícies do implante foi maior para os ambos os sistemas sem contato com biofilme corroborando com os valores de rugosidade obtidos.

Para o hexágono, os valores de torque observados no Gráfico 1 indicam uma perda de torque entre 15 a 24 % após 72 h. Sendo os menores valores de torque apresentados pelas amostras em contato com biofilme. No implante hexágono externo, o pilar protético é apoiado no implante e o parafuso é responsável para estabelecer a conexão do sistema. Esta conexão, entretanto, fica dependente da fricção entre as roscas do parafuso e a superfície interna do implante. No caso do cone Morse, o componente é apoiado e retido no implante.

Os implantes do tipo hexágono externo são conectados aos pilares protéticos pela aplicação de um torque que varia de 15 a 32 Ncm, gerando uma pré-carga. Durante a mastigação, cargas oclusais são distribuídas dos materiais até o osso, promovendo micromovimentos no conjunto sob deslocamento variável. Isso leva à fadiga e desgaste das superfícies de contato e afrouxamento dos parafusos dos componentes, dependendo da direção e magnitude das cargas ¹⁶.

Os fatores que podem provocar instabilidade da conexão implante-pilar protético são: pré-carga inadequada, *design* inadequado do parafuso, baixa precisão do componente, microrugosidade nas superfícies, carga excessiva e elasticidade do osso. A folga do parafuso do pilar pode não ser o único fator causador da separação do conjunto. A fadiga e a consequente deformação plástica do material na conexão implante-pilar, abertura da conexão e potencial afrouxamento e/ou falha do parafuso do pilar.

Micromovimentos no sistema conduzem a alterações na superfície do implante, bem como no parafuso do pilar e nas interfaces comuns. Este micromovimento provoca uma perda de pré-carga, o que resulta em forças de contato reduzidas entre o cilindro do pilar e o corpo do implante; conseqüentemente, o afrouxamento do parafuso é acelerado ²⁵.

Este estudo in vitro, não considerou as cargas oclusais e focou no desgaste das superfícies em contato. Nenhuma superfície é

completamente lisa. Cada superfície usinada apresenta algum grau de microrugosidade, portanto, não há duas superfícies que estejam completamente em contato uma com as outras. Desgastes não abrasivos das áreas de contato podem fazer com que as superfícies se afastem ²⁵.

As imagens obtidas por MEV demonstram que há deformações plásticas e marcas de abrasão na parede interna do encaixe cônico do implante cone Morse. Essas áreas de desgaste foram encontradas em ambos os grupos, com e sem contato com biofilme. A alta fricção que existe entre as paredes cônicas do implante e do componente é responsável pelo aumento dos valores de contra-torque do parafuso. No momento da remoção do componente, acredita-se que essa alta fricção também é responsável por gerar essas áreas de desgastes da parede interna do implante, cujo material é mais mole. O componente é composto de Ti6Al4V que tem valores médios de dureza em torno de 350-370 HV, enquanto o implante é sintetizado a partir de titânio comercialmente puro (cerca de 200-280 dureza HV).

A avaliação da rugosidade da superfície sugere que a presença de biofilme aumentou o desgaste da superfície interna do implante cone Morse. Outro aspecto sobre o desgaste das superfícies é que a saliva age como um lubrificante das conexões. O estudo de atrito durante o deslizamento do material na presença de macromoléculas biológicas tais como proteínas, lipídeos, polissacarídeos, e fluidos corporais, tem contribuído para a melhoria de conexões de implantes. Estes biofilmes atuam como um lubrificante na qual polissacarídeos e glicoproteínas afetam largamente a fricção entre as superfícies deslizantes. As cadeias de polissacarídeos são interrompidas durante o deslizamento relativo entre as superfícies de contato, com a subsequente formação de "roll", o que também diminui o atrito. Em sistemas de implantes, o atrito em superfícies de contatos deslizantes pode causar uma perda de integridade mecânica das ligações internas ¹⁷.

Além disso, o tamanho da folga entre o componente e o implante é importante para evitar os micromovimentos e o acúmulo de produtos corrosivos entre as peças. Colonização microbiana em áreas de retenção, como implante-pilar e pilar-coroa tem sido relatado na literatura. A colonização de superfícies de Ti por microrganismos in vitro, bem como in vivo em sítios perimplantares também tem sido descrita na literatura ¹⁸.

A taxa de desgaste dos materiais da estrutura pode ser maior quando existe uma grande diferença na dureza entre o componente, o implante, o parafuso de fixação e a prótese. As forças de fricção no titânio devido a micro-movimentos que acontecem nessas conexões

podem destacar a película de TiO_2 protetora, levando a uma perda de material e possíveis falhas mecânicas no conjunto implante, componente e prótese. As forças deslizantes podem ocorrer devido à abrasão por partículas duras provenientes da ingestão de alimentos ou pela escovação dos dentes. As substâncias corrosivas dos alimentos, saliva humana e biofilmes orais podem se acumular em áreas perimplantares e promoverem corrosão das superfícies metálicas. Este processo de desgaste e corrosão combinados conhecida como tribocorrosão, resulta de interações entre processos mecânicos, químicos e processos electroquímicos que ocorrem em superfícies de contato que se submetem a um movimento relativo e podem causar uma transformação irreversível de materiais ¹⁶. Tribocorrosão é o estudo dos fenômenos de corrosão e desgaste que ocorrem em superfícies de contato em deslizamento e pode ser definido como uma transformação irreversível de material induzida pela ação simultânea de produto químico, mecânico (desgaste) e interação eletroquímica (corrosão) que ocorrem em superfícies sujeitas a uma relação de contato em movimento. Enquanto a formação de auto-lubrificantes ou camadas de óxido espessas e compactas podem resultar em um sinergismo positivo, com uma diminuição da degradação global do sistema, um efeito negativo é muitas vezes observado. Na verdade, a presença de um ambiente corrosivo pode amplificar o nível de perda de material por mecanismos de desgaste, enquanto que o desgaste pode aumentar a taxa de corrosão, através da remoção da película de proteção da superfície do material. Degradação por corrosão pode resultar em perda de massa, integridade mecânica, funcionalidade e, por vezes, qualidade estética da prótese ²⁶.

2.5 CONCLUSÕES

Com os resultados obtidos é possível concluir que a presença do biofilme diminui os valores de contra-torque, assim como, diminuiu a quantidade de áreas de desgaste da superfície de conexão do implante hexágono externo e cone Morse. Esses resultados sugerem um efeito lubrificante do biofilme, o que diminui a fricção entre as superfícies em conexão.

ARTIGO EM INGLÊS

3.1 INTRODUCTION

Two common dental implant-abutment system designs that are commercially available for implant-supported prostheses are the external hexagonal and Morse taper implant-abutment connections ²¹. The wear and fatigue of dental implant joints has been reported in previous studies. That can alter inner surfaces of the implants and also results in an increase of microgap sizes ^{12,22,23}. The wear rate is dependent on the difference in hardness values between structural materials. For instance, abutment is composed of Ti6Al4V that has hardness mean values around 350-370 HV while implant is synthesized from commercially pure titanium (hardness around 200-280 HV). Consequently, plastic deformation and wear occur often on implant inner surfaces that results in loosening of mechanical integrity of the joint. The fit of the implant-abutment assembly is dependent on machining process and properties of structural materials ²³⁻²⁶.

On external hexagonal implant joints, the abutment is placed directly on the implant non-rotational platform being retained mainly by friction between the abutment screw and inner implant surfaces after torque application ^{3,5}. Thus, plastic deformation and wear take place on the screw threads during tightening by torque application or during occlusal loading.

On Morse taper joints, abutment as well as abutment screw surfaces are contacting the inner surfaces of the implant ⁶ resulting in a high friction area between surfaces. The high friction and preload achieved on contacting surfaces of the Morse taper assembly decrease the torque loss and unscrewing of the abutment ¹⁴. Notwithstanding, the Morse taper joint can perform a different mechanical behavior depending on the abutment screw system ^{15,27}. Also, the abutment removal is indicated during treatment due to clinical and aesthetic needs. During abutment removal, a plastic deformation and wear of the inner surface of the implant may occur due to the difference in mechanical properties of the structural materials ¹⁶.

During occlusal loading, relative micro-movement occurs between the contacting surfaces of the abutment and implant ²⁴, leading to a simultaneous degradation by wear and corrosion of structural materials ^{17,28}. Additionally, the penetration of oral fluids like fluoride and acidic substances between microgaps formed at the implant/abutment connection may be responsible for the corrosion of

materials, including screws ¹⁶. Also, the presence of acidic substances from biofilm metabolism promote a decrease of pH that can induces corrosion of structural materials ^{18,19}. On the other hand, biofilms composed of glycoproteins, microorganisms and extracellular act as lubricants and decrease the friction between contacting surfaces causing the loosening of mechanical integrity of abutment/implant assembly ^{11,18}. In fact, the acidic environment enhances the degradation rate of the structural materials by simultaneous wear, fatigue, and corrosion pathways. Then, corrosion accelerates the wear rate, and inversely, wear accelerates corrosion ²⁰. Thus, the aim of this *in vitro* study was to evaluate the torque loss of the abutment and wear morphological aspects of implant connection surfaces after contact with biofilms in two different implant-abutment joints.

3.2 MATERIALS AND METHODS

3.2.1 Abutment-implant assemblies

Twenty commercial dental implants systems (Titamax, Neodent® Curitiba, Brazil) were assessed in this study. The commercial implant systems were divided into four groups groups ($n= 5$). Group A = Morse taper no contact with biofilm, Group B = Morse taper with immersion in biofilm, Group C = External Hex without contact with biofilm, Group D = External Hex with immersion in biofilm (Table 1).

The implants were placed in a metallic holding device. Abutment-implant assemblies were tightened by using a digital handheld torque meter (Lutron TQ8800, Lutron, Taiwan), as shown in Figure 1A. Morse taper abutments were tightened to the correlated dental implants by applying a torque of 15 Ncm while external hexagon abutments were tightened on implants at 32 Ncm, according to the manufacturer's recommendation.

Table 1. Specifications of the dental implant systems used in this study and test environment

| Group | Connection | Dimensions (mm) | Environment effect |
|-------|------------------------|------------------------------------|--------------------------------------|
| A | Morse | Abutment: | at room environment |
| B | Tapper/ Titamax CM | 4.5 x 4 x 1.5 Implant: 4.0 x 13 | After immersion in biofilm medium |
| C | External | Abutment: | at room environment |
| D | hexagon/ Titamax SF | 4.5 x 4 x 1 Implant: 4.0 x 13 | After immersion in biofilm medium |

3.2.2 Biofilm growth

Human saliva 10 ml was collected from four individuals and diluted (1:5) in Phosphate Buffered Solution (PBS) every day over a period of 3 days ²⁹. The optical density of the initial solution containing the mixed human saliva was measured by spectrophotometer (BIOTEK, Brasil) at 630 nm. Then, 5 μ L of the initial suspension was inoculated in brain heart infusion medium (BHI, Sigma-Aldrich) enriched with 5% sucrose (Sigma-Aldrich) for the biofilm growth. The implant-abutment assemblies were placed into 24 well-plates containing 2 ml of BHI medium with microorganisms suspensions and incubated for 72 h at 37 °C under microaerophilic conditions (5% CO₂).

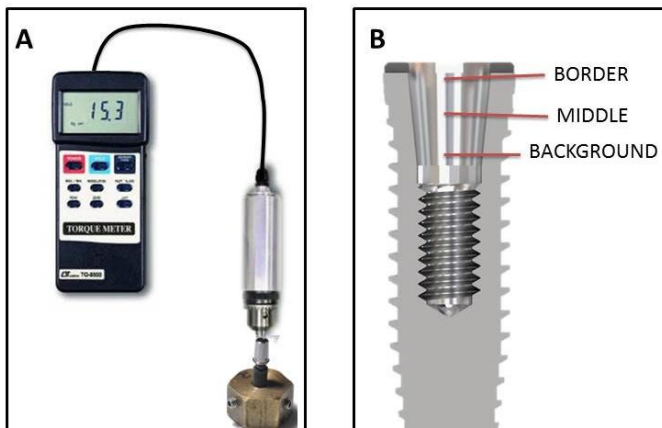
3.2.3 Evaluation of detorque

The evaluation of detorque was performed with the digital handheld torque meter. The samples of group A and C were evaluated after 72 hours of the initial torque, to obtain the global behavior of both dental implants connections. After biofilm growth, the detorque values on groups B and D were measured. For this, the torquemeter and abutment-implant-acrylic assemblies had to be placed in a holder device to avoid oblique loads during detorque measurement ^{7,8}.

3.2.4 Wear analyses of the implants surfaces

After detorque, the abutments were removed in order to evaluate morphologic aspects of the implant connection surfaces. Then the samples were analyzed by scanning electron microscopy, SEM, (JEOL JSM- 6390LV, USA) by Secondary electron (SE) mode at 10-20 kV. After SEM analyses, the Morse taper implants were cross-sectioned to assess the roughness of the implant inner surfaces by optical profilometry (DektakXT, Bruker, Germany). In the morse taper implants measurements were performed in three regions - border, middle and background - according to Figure 1B. On External Hexagon Implants, the roughness measurement was performed directly on the implant platform. The arithmetical roughness (Ra) and the maximum distance from peak to valley (Rt) were considered to evaluate the roughness of the implant surfaces.

Figure 1. (A) The implants were placed in a holding device to connect the abutments under torquing using a digital handheld torque meter (Lutron TQ8800, Lutron, Taiwan). (B) Morse taper Implant sectioned, regions in which performed the analysis of roughness (profilometry).



3.2.5 Statistical analysis

The results were statistically analyzed by Kruskal-wallis e Mann Whitney test, using a significance level of $p < 0.05$, by using the SPSS 17.0 software for Windows (Chicago, IL, USA).

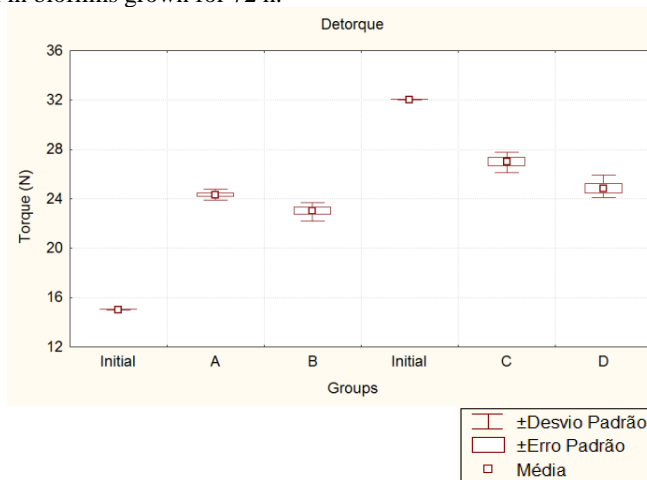
3.3 RESULTS

3.3.1 Detorque evaluation

In groups A and B (implant external hexagon) of the counter-torque values were higher than the starting torque. In group A there was an increase of 62.13% in group B and an increase of 53.33%. C and D groups (Morse taper implants) values were counter-torque smaller than the starting torque. In group C there was a loss of 15.6% and in group D a loss of 22.4%.

Samples of both implant systems (external hexagon and Morse taper) in contact with biofilm (groups B and D) had lower counter-torque values than the samples without contacting biofilm (groups A and C). Group A showed a significant difference to the group B and group C showed a significant difference to the group D.

Figure 2. Detorque mean values and standard deviation of Morse taper and external hexagon abutments: without immersion in the biofilms medium and after immersion in biofilms grown for 72 h.



3.3.2 Wear analyses of the implant surfaces

The SEM images of Morse taper or external hexagon implant surfaces are shown in Figure 3 and 4. The observed SEM images plastic deformation of the inner wall of the morse taper implant, as well as abrasion marks were found. The implant connection surfaces of external hexagon implant were also found plastic deformations and abrasion marks. Images of the wear areas were found in both groups, with and without contact the samples in biofilms.

Figure 3. SEM micrographs of Morse taper implant obtained by secondary electrons (SE) mode at 15 kV: (A,B) before connection; (C,D) after detorque without immersion in the biofilms medium; (E,F) after immersion in biofilms grown for 72 h and detorque.

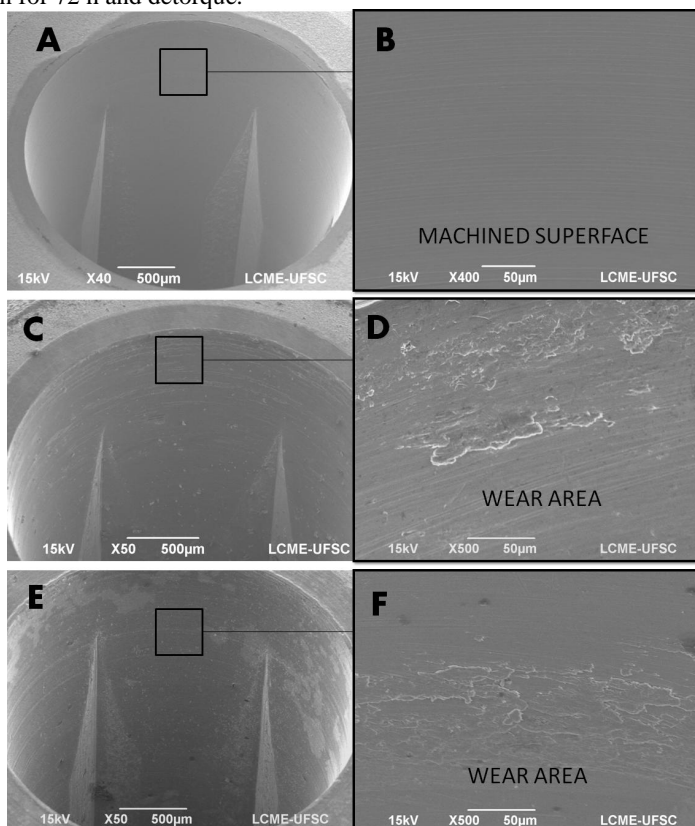
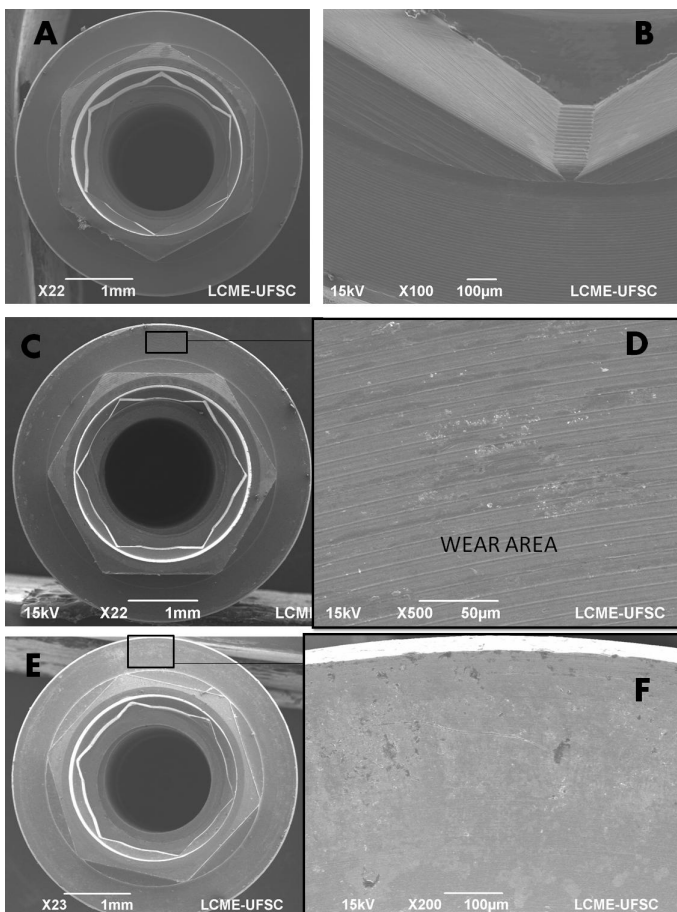


Figure 4. SEM micrographs of external hexagon implant obtained by secondary electrons (SE) mode at 15 kV: (A,B) before connection; (C,D) after detorque without immersion in the biofilms medium; (E,F) after immersion in biofilms grown for 72 h and detorque.



The results of the Morse taper implant roughness analysis are shown in Table 2. The surface roughness values (R_a) and (R_t) without contacting the biofilm group (A) values were higher than those obtained initially. In the group with contact biofilm (group B), R_a and R_t values were lower than group A in the region of the border and background with statistical difference. However, in the middle region, the values were greater.

Table 2. Result profilometry the morse taper implants. Means of the arithmetical roughness (*Ra*) and the maximum distance from peak to valley (*Rt*) values for each region of the implant. *Represents value with statistical significance ($p < 0.05$). The group B (with immersion in biofilm) statistical difference in *Ra* and *Rt* in the region of the middle and the background inner surface of the implant.

| Groups | Border | | Middle | | Background | |
|----------------|-----------|-----------|-----------|-----------|------------|-----------|
| | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> |
| Initial | 0,127 | 2,053 | 0,085 | 0,893 | 0,118 | 1,656 |
| Group A | 0,134 | 2,426* | 0,138 | 1,159 | 0,347* | 1,829* |
| Group B | 0,132 | 2,127 | 0,144 | 1,209 | 0,162 | 1,707 |

The results of the roughness analysis of the outer hexagon type implants are shown in Table 3. The values of *Ra* and *Rt* without contacting the biofilm group (group C) were statistically higher values after contact with the biofilm group (Group D), and to baseline. Group D showed values similar to the values obtained initially.

Table 3. Result profilometry the hexagon external implants. Means of the arithmetical roughness (*Ra*) and the maximum distance from peak to valley (*Rt*) values. *Represents value with statistical significance ($p < 0.05$). The group C (without immersion in biofilm) statistical difference in *Ra* and *Rt*.

| Groups | <i>Ra</i> | <i>Rt</i> |
|----------------|-----------|-----------|
| Initial | 0,0411 | 0,3565 |
| Group C | 0,0593* | 0,4401* |
| Group D | 0,0429 | 0,3723 |

3.4 DISCUSSION

This article evaluated the torque loss of abutments between two implant systems (Morse taper and external hexagonal dental implant systems). In implants hexagonal type, the pillar of the removal torque values were lower than the initial torque. In contrast, the system Morse taper, the pillar removal values were higher than the initial torque. The wear of the implant surfaces was higher for both systems without contact with corroborating biofilm roughness values.

For the hexagon, the torque values in Chart 1 indicate a loss of torque between 15 and 24% after 72 h. And the lowest torque figures from the samples in contact with biofilm. In the external hexagon implant, the abutment is supported on the implant and the screw is responsible for establishing the system connection. This connection, however, is dependent on the friction between the screw threads and the inner surface of the implant. In the case of the Morse taper, the component is supported and retained in the implant.

Titanium-based implant and abutment are connected by applying a torque ranging from 15 to 32 Ncm on abutment screws generating sliding of contacting materials. After, occlusal loads during mastication are distributed through the materials down to the bone, promoting fretting micro-movements at the crown-abutment and implant-abutment joints under variable displacement. Which leads to fatigue and wear of contacting materials and detorque of abutment screws depending on the direction and magnitude of loads ²⁸.

Factors that may result in screw joint instability or micromovements include inadequate preload, inadequate screw design, poor component fit, settling of surface microroughness, excessive loading, and elasticity of bone. Loose abutment screw may not be the only factor that causes joint opening. Fatigue and the consequent decrease in the proportional limit also will lead to plastic deformation of the material at the implant-abutment interface, joint opening, and potential loosening and/or abutment screw failure.

Micromovements in the system leads to microfractures found the implant surface as well as at the abutment and screw joint interfaces. These micromovements cause a loss of preload, which results in reduced contact forces between the abutment cylinder and the implant body; consequently, the loosening of the screw joint is accelerated ³⁰.

In this in vitro study, not considered the question of occlusal loads and focused on the wear of the surfaces in contact. In general, no surface is completely or perfectly smooth, free of irregularities. Every

machined surface exhibits some degree of micro-roughness; therefore, no 2 surfaces are completely in contact with one another. Nonabrasive wear of contact areas may thereby bring the 2 surfaces closer together. When the total settling effect is greater than the elastic elongation of the screw, opposing forces no longer exist between the surfaces to hold the screw abutment stack together³⁰.

The observed SEM images plastic deformation of the inner wall of the morse taper implant, as well as abrasion marks were found. Images of the wear areas were found in both groups, with and without dipping the samples in biofilms. The high friction between the tapered walls of the implant component is responsible for increasing the detorque values of screw. The abutment is composed of Ti6Al4V that has hardness mean values of around 350-370 HV, while implants are synthesized from commercially pure grade 4 titanium (having a hardness value of around 200-280 HV). Due to the high friction torque and the difference in hardness values, the detorquing and removal of the abutment can generate areas of wear of the inner surface of the implant.

The evaluation of the surface roughness suggests that the presence of biofilm increases wear on the inner surface of the morse taper implant. Another cause of detorquing within the implant-abutment microgap is saliva found within this joint acts as a lubricant. The study of decreased friction during sliding of materials in the presence of biological macromolecules, such as proteins, lipids, polysaccharides, and simulated body fluids, has contributed to the improvement of joint-based dental implant systems. Nevertheless, friction in the presence of biofilms has not yet been reported, to the authors' best knowledge. These biofilms act as a lubricant in which polysaccharides and glycoproteins largely affect friction between sliding surfaces. Moreover, polysaccharide chains are disrupted during the relative sliding between these contacting surfaces, with subsequent "roll" formation, which also decreases friction. However, at high contact loads, the extracellular matrix and cells detach from the surfaces, exposing either the titanium oxide surface films or blank titanium to the environment. In dental-implant based systems, the lower friction in sliding contacts could cause a loss of mechanical integrity of internal connections¹⁸.

In addition, the microgap that occurs between the abutment and the implant connection, and between the abutment and the crown connection are important to prevent micro-movements and accumulation of corrosive substances in between the moving parts. Microbial colonization at retentive areas such as implant-abutment and abutment-crown joints has been reported in the literature. Furthermore, the

colonization of Ti surfaces by microorganisms in-vitro as well as in-vivo on per-implant sites has been also described in literature¹⁹.

The wear rate of structural materials can be higher when there is a large difference in hardness between abutment and implant fixture or between abutment and crown joints. Friction on titanium due to micro-movements taking place at those joints can detach the protective TiO₂-film that leads to a material loss, and possible mechanical failures in dental implants, abutments and prostheses. Also, micromovements and friction can occur due to abrasion by hard particles from food intake or tooth brushing. Furthermore, corrosive substances from dietary pattern, human saliva, and oral biofilms, can accumulate along the peri-implant interface, promoting corrosion of the metallic surfaces. This combined wear and corrosion process known as tribocorrosion, results from interactions between mechanical, chemical, and electrochemical processes taking place on contacting surfaces that undergo a relative motion, and may cause an irreversible transformation of materials²⁸.

Tribocorrosion is the combined study of corrosion and wear phenomena occurring in sliding contacts, and can be defined as a material's irreversible transformation induced by the simultaneous action of chemical, mechanical (wear) and electrochemical (corrosion) interactions occurring on surfaces subjected to a relative contact movement. While the formation of self-lubricating, self-healing chemically stable oxide layer can result in positive synergism, with a decrease of the overall degradation of the system, a negative effect is often observed. In fact, the presence of a corrosive environment can amplify the material loss level by wear mechanisms, while wear can increase the corrosion rate, for instances by removing the protective passive film from the surface of the material. Corrosion degradation in a biological system, by itself, may result in a loss of mass, mechanical integrity, functionality and, sometimes, aesthetic quality of the prosthesis³¹.

3.5 CONCLUSIONS

The results obtained conclude that the presence of biofilm decrease the detorque and the number of wear areas in connecting surface of the of external hexagonal and Morse taper implants. These results suggest a lubricating effect of the biofilm, which reduces friction between the surfaces in connection.

REFERÊNCIAS

1. Junqueira MC, Silva TEP, Ribeiro RF, Faria ACL, Macedo AP, de Almeida RP. Abutment rotational freedom evaluation of external hexagon single-implant restorations after mechanical cycling. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013;15(6):927-933. doi:10.1111/j.1708-8208.2011.00430.x.
2. Delben J a, Barão V a R, Ferreira MB, da Silva NRF a, Thompson VP, Assunção WG. Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems. *Dent Mater*. 2014;30(4):408-416. doi:10.1016/j.dental.2014.01.005.
3. Assunção WG, Delben JA, Tabata LF, Barão VAR, Gomes EA, Garcia IR. Preload evaluation of different screws in external hexagon joint. *Implant Dent*. 2012;21(1):46-50. doi:10.1097/ID.0b013e31823fcbce.
4. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg F a. Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. *J Prosthet Dent*. 2001;85(3):268-275. doi:10.1067/mpr.2001.114266.
5. Assunção WG, Barão VAR, Delben JA, Gomes ÉA, Garcia IR. Effect of unilateral misfit on preload of retention screws of implant-supported prostheses submitted to mechanical cycling. *J Prosthodont Res*. 2011;55(1):12-18. doi:10.1016/j.jpor.2010.05.002.
6. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios J V. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2014. doi:10.1007/s10856-014-5211-7.
7. Ferreira MB, Delben JA, Barão VAR, Faverani LP, Dos Santos PH, Assunção WG. Evaluation of torque maintenance of abutment and cylinder screws with Morse taper implants. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):e631-e634. doi:10.1097/SCS.0b013e318270fe0e.
8. Jorge JRP, Barão VAR, Delben JA, Assunção WG. The Role of Implant/Abutment System on Torque Maintenance of Retention Screws and Vertical Misfit of Implant-supported crowns before and

after mechanical cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28(1):415-421. doi:10.11607/jomi.2727.

9. Saboury A, Neshandar Asli H, Vaziri S. The effect of repeated torque in small diameter implants with machined and premachined abutments. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14 Suppl 1:e224-e230. doi:10.1111/j.1708-8208.2012.00442.x.
10. Duarte ARC, Rossetti PHO, Rossetti LMN, Torres S a, Bonachela WC. In vitro sealing ability of two materials at five different implant-abutment surfaces. *J Periodontol*. 2006;77(11):1828-1832. doi:10.1902/jop.2006.060101.
11. Ricomini Filho AP, Fernandes FSDF, Straioto FG, da Silva WJ, Del Bel Cury AA. Preload loss and bacterial penetration on different implant-abutment connection systems. *Braz Dent J*. 2010;21(2):123-129. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20640358>.
12. Hansson S. Implant-Abutment Interface: Biomechanical Study of Flat Top versus Conical. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2000;2(1):33-41.
13. Barbosa GAS, Bernardes SR, das Neves FD, Fernandes Neto AJ, de Mattos MDGC, Ribeiro RF. Relation between implant/abutment vertical misfit and torque loss of abutment screws. *Braz Dent J*. 2008;19(4):358-363. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19180328>.
14. Vianna CDA, Juliana DDS, Delben A, et al. Torque Stability of Different Abutment Screws Submitted to Mechanical Cycling. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013;28:209-214. doi:10.11607/jomi.3110.
15. Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent*. 2012;40(6):467-474. doi:10.1016/j.jdent.2012.02.009.
16. Duarte ARC, Neto JPS, Souza JCM, Bonachela WC. Detorque evaluation of dental abutment screws after immersion in a

- fluoridated artificial saliva solution. *J Prosthodont*. 2013;22(4):275-281. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00941.x.
17. Zavanelli R a., Henriques GEP, Ferreira I, Rollo JMDA. Corrosion-fatigue life of commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloys in different storage environments. *J Prosthet* 2000;84(3):4-9. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391300428015>. Accessed June 20, 2014.
 18. Souza JCM, Henriques M, Oliveira R, Teughels W, Celis J-P, Rocha L a. Biofilms inducing ultra-low friction on titanium. *J Dent Res*. 2010;89(12):1470-1475. doi:10.1177/0022034510378428.
 19. Souza JCM, Henriques M, Oliveira R, Teughels W, Celis J-P, Rocha L a. Do oral biofilms influence the wear and corrosion behavior of titanium? *Biofouling*. 2010;26(4):471-478. doi:10.1080/08927011003767985.
 20. Landolt D. Electrochemical and materials aspects of tribocorrosion systems. *J Phys D Appl Phys*. 2006;39(15):3121-3127. doi:10.1088/0022-3727/39/15/S01.
 21. Giglio GD. Abutment selection in implant-supported fixed prosthodontics. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1999;19(3):233-241. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10635169>. Accessed January 14, 2015.
 22. Bernardes SR, Chiarello M da G, Hobkirk J, Ribeiro RF. Loss of Preload in Screwed Implant Joints as a Function of Time and Tightening/Untightening Sequences. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(1):37-40. doi:10.11607/jomi.3344.
 23. Yao K-T, Kao H-C, Cheng C-K, Fang H-W, Huang C-H, Hsu M-L. The Potential Risk of Conical Implant-Abutment Connections: The Antirotational Ability of Cowell Implant System. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2014;1-9. doi:10.1111/cid.12219.
 24. Gratton D, Aquilino S, Stanford C. Micromotion and dynamic fatigue properties of the dental implant–abutment interface. *J Prosthet Dent*. 2001;85:47-52.

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391301940776>. Accessed June 20, 2014.

25. Quek HC, Tan KB, Nicholls JI. Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs: effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(2):253-262. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18548921>.
26. Seetoh YL, Tan KB, Chua EK, Quek HC, Nicholls JI. Load fatigue performance of conical implant-abutment connections. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2011;26(4):797-806. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21841990>.
27. Sahin S, Cehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. *J Dent*. 2002;30(7-8):271-282. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12554107>.
28. Souza JCM, Barbosa SL, Ariza E, Celis J-P, Rocha L a. Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear*. 2012;292-293:82-88. doi:10.1016/j.wear.2012.05.030.
29. LINARDI MM, ROSA OP da S, BUZALAF MAR, TORRES SA. Utilização de frutooligossacarídeo por estreptococos mutans in vitro. *Pesqui Odontológica Bras*. 2001;15(1):12-17. doi:10.1590/S1517-74912001000100003.
30. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent*. 2001;40:599-607.
31. Cruz H V, Souza JCM, Henriques M. *Tribocorrosion and Bio-Tribocorrosion in the Oral Environment : The Case of Dental Implants.*; 2011.